

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **63-277034**

(43)Date of publication of application : **15.11.1988**

(51)Int.Cl.

A61B 5/02

(21)Application number : **62-111899** (71)Applicant : **TOUITSU KOGYO KK**

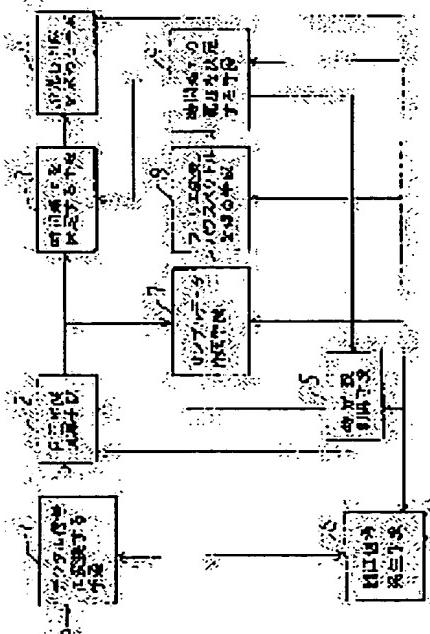
(22)Date of filing : **08.05.1987** (72)Inventor : **YAMAGUCHI
TOKUMITSU
HATAOKA HIROSHI**

(54) APPARATUS FOR COUNTING HEART RATE OF EMBRYO

(57)Abstract:

PURPOSE: To accurately measure the heart rate cycle of an embryo, by detecting the max. power peak within the specific frequency range of a power spectrum and calculating time difference from the frequency of said max. power peak and determining the position range before and after said power peak as the time difference range corresponding to the heart rate cycle of the embryo.

CONSTITUTION: The autocorrelation function $R(\tau)$ obtained from an autocorrelation operating means 2 shows what degree an embryo heart rate signal $X(t)$ has the similarity with respect to the heart rate signal at the time separated by time difference τ from the time of said signal $X(t)$. The output power spectrum $P(f)$ of a means 8 obtained from a digital signal or the Fourier transform of the autocorrelation function shows the intensity of the appearance of the frequency of the signal. Therefore, the range of the corresponding time



difference τ is determined from the frequency (f) bringing the power spectrum $P(f)$ to the max. peak and the time difference τ of the peak of the correlation value $R(\tau)$ within said range and, when a heart rate cycle is calculated from said time difference τ , the heart rate cycle considered to be correct judging from both aspects of wave form similarity and cyclicity is discriminated and a correct embryo heart rate cycle is calculated.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑨日本国特許庁(JP)

⑩特許出願公開

⑪公開特許公報(A) 昭63-277034

⑫Int.Cl.

A 61 B 5/02

識別記号

320

庁内整理番号

Q-7259-4C

⑬公開 昭和63年(1988)11月15日

審査請求有 発明の数 1 (全8頁)

⑭発明の名称 胎児心拍計数装置

⑮特願 昭62-111899

⑯出願 昭62(1987)5月8日

⑰発明者 山口徳光 神奈川県茅ヶ崎市浜須賀7-65

⑰発明者 畑岡宏 神奈川県横須賀市西逸見2-20

⑰出願人 東一工業株式会社 神奈川県横浜市港北区綱島東5丁目10番3号

⑰代理人 弁理士 米屋武志

明細書

1. 発明の名称

胎児心拍計数装置

2. 特許請求の範囲

- (1) 胎児心拍信号を波形整形しデジタル信号に変換する手段と、該デジタル信号の自己相関関数を演算する手段と、該自己相関関数又は前記デジタル信号をフーリエ変換してパワースペクトルを得る手段と、該パワースペクトルの特定周波数範囲内の最大パワーピークを検出する手段と、該最大パワーピークの周波数に対応する前記自己相関関数の時間差 τ を求める手段と、該時間差 τ を用いて前後の範囲を限定する手段と、該限定された範囲にある前記自己相関関数の相関値ピークを検出しこれに対応する時間差 τ を求める手段と、該相間値ピークに対応する時間差 τ を基に胎児心拍数を求める手段とを具備することを特徴とする胎児心拍計数装置。
- (2) 前記パワースペクトルを得る手段が、前記自己相関関数又は前記デジタル信号からサンプリング、移動平均又はローパスフィルタ処理等によりサン

プリングデータを作成する手段と、該サンプリングデータ又は前記サンプリングデータに0データを付加したデータ等をN個データとし、該N個データにその対称裏返しデータを加え2N個データを作成する手段と、該2N個データをフーリエ変換してパワースペクトルを得る手段とを備えてなることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の胎児心拍計数装置。

(3) 前記時間差 τ の範囲を限定する手段が、それ以前の胎児心拍信号で得られた複数の前記最大パワーピークの周波数の多數値又は移動平均値を計算する手段と、該多數値又は移動平均値に対応する前記自己相関関数の時間差 τ を求めてその前後の範囲を限定する手段とを備えてなることを特徴とする特許請求の範囲第1項又は第2項記載の胎児心拍計数装置。

(4) 前記自己相関関数を演算する手段が、過去のデータを忘却する定数に相当する自己相関忘却時定数を前記最大パワーピークの周波数に基づいて設定する手段を備えてなることを特徴とする特許請求

の範囲第1項、第2項又は第3項記載の胎児心拍計数装置。

2. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、生体電気信号、特にトランジスタにより得られる胎児の心拍信号を処理し、胎児心拍数として計数する胎児心拍計数装置に関するものである。

(従来の技術)

従来、この種の胎児心拍計数装置として、例えば特公昭57-5539号公報に示された発明がある。

この従来の方式は、胎児心拍信号をデジタル信号に変換し、自己相関関数演算により得られた自己相関関数の複数の相関値ピークのうち、最初に発生した相関値ピークを基準として、次に発生する相関値ピークの大きさ、位置等を比較し、どちらかの相関値ピークを選択する方式であり、最終的に選択された相関値ピークに対応する時間差 τ を胎児心拍数に変換することにより胎児心拍数計測を行う方式であった。

基本思想を示す為に、相関値曲線の一例を示したものである。理想的な周期関数の自己相関曲線であっても、基本の周期 T_1 の相関値ピーク P_1 に対し、2倍、3倍の周期 T_2 、 T_3 にも相関値ピーク P_2 、 P_3 が出現する。実際には、入力信号の雑音等により相関値曲線は複雑な影響を受け、基本周期のピーク P_1 より2倍、3倍の周期の相関値ピーク P_2 、 P_3 の方が大きくなる等の現象が生ずる。このため、単純に最大の相関値ピークを検出してその相関値を直ちに胎児心拍数に変換することが出来ない。従って、相関値曲線中の数ある相関値ピークの中から胎児心拍周期に対応する正しい相関値ピークを抽出するプロセスをどう構成するかは極めて重要である。

このため、従来は、例えば第8図で図示すように、上限胎児心拍数の周波に対応する時間差 τ_1 以後における最初の相関値ピーク P_1 を検出し、これに対応する時間差 τ_1 のN%増の時間差 $(1+0.01N)T_1$ 以後において生じた相関値のピーク P_2 、 P_3 が、最初のピーク P_1 の相関値 R_1 のM%増の

特開昭63-277034(2)

第7図は従来の自己相間を用いた胎児心拍計数装置の基本構成図を示し、1は超音波ドップラー法等で得た胎児心拍信号を波形整形しデジタル信号に変換する回路、2は前記デジタル信号から胎児心拍の周期を検出するためのデジタル自己相関演算回路、3は前記自己相関演算回路で得られた相関値の複数のピークのうち胎児心拍周期に対応する有効な相関値ピークを決定する相関値ピーク検出回路、4は上記の有効な相関値ピークに対応する時間差 τ を胎児心拍数に変換する回路、5は自己相間関数演算回路2における自己相間忘却時定数を制御する回路、6は上記全回路から情報を得て上記全回路を制御するための制御信号を発生する制御信号発生回路である。

上記の回路構成により、胎児心拍信号の自己相間関数を求める複数の相関値ピークの中から有効な相関値ピークを検出し、この相関値ピークに対応する時間差 τ を胎児心拍数に変換して胎児心拍数を計数するようにしたものである。

第8図は従来の有効な相関値ピークを検出する

相関値 $(1+0.01N)R_1$ 以下の場合には P_1 を最終的な相関値ピークとして検出し、またピーク P_2 、 P_3 の相関値 R_2 、 R_3 が最初のピーク P_1 のM%増の相関値 $(1+0.01M)R_1$ を超えた場合には P_2 または P_3 を最終的な相関値ピークとして検出するプロセスにより胎児心拍周期に対応する相関値ピークを定め、この相関値ピークに対応する時間差 τ_1 、 τ_2 又は τ_3 を胎児心拍数に変換することにより胎児心拍数の計測を実現させていた。

(発明が解決しようとする問題点)

前記のとおり、胎児心拍周期に対応した時間差 τ のピークが常に最初に発生するとは限らず、また常に最大のピークになるとは限らない。自己相間の性質から胎児心拍周期の2倍値、3倍値等に対応する時間差 τ のピークが最大となる場合もある。

第9図はこれを説明する為の不整脈の胎児心拍信号の例であり、 $T_1 \sim T_2 > T_2 \sim T_3$ の関係で1心拍毎に周期が大きくなる心拍信号波形である。

第10図は第9図に示す心拍信号の自己相間演

特開昭63-277034(3)

波形を示し、心拍周期 T_1 , T_2 , T_1+T_2 に対応する時間差 τ を各々 τ_1 , τ_2 , $\tau_1+\tau_2$ とする。

心拍周期 T_1 ($\approx T_2$), T_2 ($\approx T_1$) が異なるため、これに対応する相関値ピーク P_{11} , P_{22} は異なる時間差 τ の位置に発生し比較的小さなピークとなる。

これに対し、 T_1+T_2 は T_1+T_2 には \times 等しくなるため、これに対応する相関値ピーク P_{12} は比較的大きく成長することとなる。従って、従来の方法で相関値ピークを検出すると、この状態では有効な相関値ピークとして P_{12} を検出して正しい心拍周期の約 2 倍値を計測してしまうことになり、従来法ではこのような 1 心拍毎に大きく増減する不整脈のある胎児心拍周期は正確に計測出来ないという問題があった。

(問題点を解決するための手段と原理)

上述のように、複数の相関値ピークの中から有効な一つの相関値ピークを検出することはきわめて重要な意味を持つものであるが、従来の方法では、胎児心拍周期に対応する正しい相関値ピークを検出することに困難があった。

時間差 τ を決定する手段、4 はその有効な相関値ピークに対応する時間差 τ を基に胎児心拍数を求める手段、5 は 2 の相関演算で用いる自己相関忘却時定数を 9 で得られた最大パワーピークの周波数に基づき制御する手段、6 は上記全回路から情報を得て上記全回路を制御する為の制御信号を発生する手段であり、これらはマイクロプロセッサによりプログラムで演算処理される。

自己相関演算手段 2 により得られる自己相関関数 $R(\tau)$ は、胎児心拍信号 $X(t)$ がその時刻から時間差 τ だけ遅れた時刻における心拍信号とどれだけ類似性を有しているかを示すものである。

デジタル信号や自己相関関数のフーリエ変換等から得られる 8 の出力のパワースペクトル $P(f)$ は、信号中のその周波数の出現性の強さを示すものであり、パワースペクトルのピークはどの周波数の成分が最も強く出現しているかを示すものである。よって、パワースペクトル $P(f)$ が最大ピークになる周波数 f から対応する時間差 τ の範囲を定め、その範囲にある相関値 $R(\tau)$ のピークの

この発明は上記のような事情に鑑みなされたものであって、より合理的な方法で胎児の心拍周期に対応する正しい相関値ピークを検出する胎児心拍計装置を提供する事を目的とする。

第 1 図は、本発明に係る胎児心拍計装置の実施例の概略構成図を示すものであり、1 は超音波ドップラ法等で採取した胎児心拍信号を波形整形しデジタル信号に変換する手段、2 は前記デジタル信号の自己相関関数を計算する為の自己相関演算手段、7 は前記デジタル信号又はその自己相関関数について移動平均などを行いサンプルデータを作成する手段、8 は 7 のサンプルデータをフーリエ変換しパワースペクトルを得る手段である。

9 はパワースペクトルの特定周波数範囲内の最大ピークを検出し、この最大パワーピークの周波数から時間差 τ を求め、その前後の位置範囲を胎児の心拍周期に対応する時間差 τ の範囲として決定する手段である。

3 は 9 で決定された時間差 τ の範囲に基づいて 2 の自己相関値の有効なピークを検出し有効な時

τ を求め、その τ から心拍周期を求めれば、波形類似性と周期性との両面から判断して正しいと考えられる心拍周期を弁別したことになり、正しい胎児心拍周期が求められることになるものである。

フーリエ変換を電子計算機で計算するためには、周知のように、離散的フーリエ変換 (DFT) を用いるが、それだけでは N 個のデータに対し必要な掛算の総数が N の 2 乗個となり、 N が大きいと計算時間が膨大なものとなる。

したがって、実用的な計算方法としては、周知の高速フーリエ変換 (FFT) を利用し、例えば計算時間を $N \log_2 N$ に比例する間に減少させる計算アルゴリズムを用いて計算時間を短縮する。

FFT は各種の計算アルゴリズムが発表されていて実用になるプログラムも準備されており、また専用のデジタルシグナルプロセッサもあるので、これを用いて容易にフーリエ変換を実行することができる。

フーリエ変換を計算する時間を減少させるため、データ圧縮してこれを用いる。前述の 7 はこのた

特開昭63-277034(4)

めのサンプルデータ作成手段であり、サンプリング、移動平均、ローパスフィルタ処理等により 8 のパワースペクトル取得手段へ供給するサンプルデータを作成する部分である。

サンプルデータ作成手段 7 は、単に上記のように構成しても良いが、更に効率よく FFT を実行するために、実施例では移動平均を含むローパスフィルタ処理を行い、サンプル点数 N 個のデータを作成し、その裏返しのデータを加えて対称な 2N 個のサンプルデータを作成している。こうすることにより、求められたフーリエ変換は虚数部が全て 0、すなわち実数になるので、自己相関関数をフーリエ変換した場合は、実数としてパワースペクトル P (f) が直接に求まるし、前記デジタル信号をフーリエ変換した場合にはパワースペクトル P (f) を求める計算が複素数計算でなくなり、極めて簡単に見えるようになる。これは計算時間の短縮や装置コストの低減に極めて有効であり、大きな利点が得られる手段である。

対称な 2N 個のサンプルデータ作成については、

サンプル点数 N 個のサンプリングデータにその裏返しデータを加える例を示したが、裏返し前の N 個のデータとしては、サンプリングデータにいくつかの 0 データを加えたデータを対象 N 個データとしても良い。

次に 8 については、これにより得られたパワースペクトルの最大ピークの周波数は、このときの最も信頼性のある周波数、すなわち胎児心拍数を表現しているものであるので、パワースペクトルの特定周波数範囲内での最大ピーク周波数から、例えば第 5 図に示すような時間差 τ の範囲を限定して、上記範囲内の自己相関の相関値ピークを前記 3 で検出すれば良いことになる。

得られるパワースペクトルには、不要な或いは無意味な周波数も含まれているので、必要な周波数範囲を特定し、この範囲内での最大ピークを求めるようにする。

上述のように、本発明によれば非常に信頼性のある胎児心拍周期が求められるが、用いるフーリエ変換のアルゴリズムとシステムによっては、そ

の計算時間が問題になることも考えられる。

胎児心拍計数装置では、瞬時に胎児心拍周期を求め、胎児心拍数として出力することが望まれるので、本発明ではこれによる時間遅れを回避し、瞬時出力ができるような構成も開示する。第 6 図はその方法を説明するための図であり、心拍信号 A は A₁ と A₂ 間の時間が上限胎児心拍数に相当する上限周期 T (T ≈ 250ms) に近い胎児心拍信号である。

方式 1、方式 2 は胎児心拍信号の処理の順序と時間を表現しており、T_c は FFT の演算時間であり、例えば図のように T の半分以上の時間を必要とするものとする。T_c は FFT の後のパワースペクトルの最大ピークの周波数から限定された範囲の相関値ピークを検出し、胎児心拍数に変換する迄の計算時間であり、これは T に比較して充分に短い時間であるとする。すると T_c + T_s はこの例であれば方式 1 の経過をたどるので出力が心拍信号入力から約 1 心拍分遅れることになる。

これを回避する為に方式 2 の順序にして、最大

パワーピークの周波数として、以前の心拍信号により既に計算されている最大パワーピークの周波数の多致値又は移動平均値を使用して、A₁ が発生後直ちにこれにより限定された時間差 τ の範囲内の相関値ピークを T_c で検出し、検出された時間差 τ を胎児心拍数に変換して出力させることができる。

A₁ による新しい FFT 計算は T_c の後で T_s として実行すれば良く、この新しい FFT の最大パワーピークの周波数は A₂ 以後の相関値ピーク検出に使用するためにメモリに記憶させる。このようにすれば、心拍信号入力から殆ど遅れることなく出力させることができるようになる。

実際には、若干の追加の機能と共にこれを使用する。すなわち上記のように構成した場合は、過去の最大パワーピークの周波数から時間差 τ の範囲を限定しているので、心拍が時々 1 心拍だけ脱落するような不整脈の場合等では、限定された時間差 τ の範囲にはこれに対応する相関値ピークは存在せず、誤った周期を出力する恐れがある。従つ

特開昭63-277034(5)

てこれを回避するための機能として、限定した時間差 τ の範囲に適切な相関値ピークが検出されない場合には、限定した範囲以外の時間差 τ の範囲から適切な相関値ピークを検出する手段とか、最大パワーピークの周波数だけでなく、2番目或いは3番目の極大値の周波数まで記憶させてこれを順次最大パワーピークの周波数として使用する手段等を備えて、これらの手段と共に上記の方法を使用すれば、一層的確に信頼性のある胎児心拍周期を得られるよう構成できる。

また、制御手段5は相関演算をするときに自己相間忘却時定数を最大パワーピークの周波数に基づいて自動的に適切な値に制御する手段であって、例えば最大パワーピークの周波数が上限胎児心拍数を超えた場合には、心拍信号のS/Nが悪化して雑音成分が増大したと判定し、自己相間忘却時定数を増大せしめ、最大パワーピークの周波数が胎児心拍数の計測範囲にあるときは最大パワーピークの周波数に対応する時間差 τ に相応した大きさの自己相間忘却時定数を選択するように自動的に制御

するための制御信号発生回路である。

10~20は第1図で説明されている3, 4, 7, 8, 9のマイクロプロセッサによりプログラムで演算処理するための機能部分に相応するマイクロプロセッサシステムである。

10は8085等のCPU回路(中央演算処理回路)で、マイクロプロセッサシステムの全てを制御するとともに、プログラムに基づき全ての演算処理を実行する機能部分、11はアドレスデコーダ回路で、10のCPU回路の命令により13のROM回路、14, 15のI/O回路、18のRAM回路等を選別し、これらと10のCPU回路とを個別に接続して活性状態にする機能部分、12はアドレスラッチャ回路で、10のCPUのアドレス状態を一時的に記憶しておく機能部分である。

13は27256等のROM回路で、全てのプログラムを記憶しておく、10のCPUのコントロールに基づきプログラムを出し入れする機能部分、14, 15は8155等のRAM付きのI/Oで、10のCPUが必要とするデータを入力する回路や、10のCPUが演算した結果を外部に出力する回路や、10のCPUが演算中の中間のデータを一時的に記憶しておく回路等により構成される。

して、胎児心拍信号に相応した最も効率の良い自己相間関数演算を行う。

上記のような各種の付加手段を用いれば本発明は更に非常に効果的にこれを実施することが出来るようになり、フーリエ変換によってパワースペクトルを得て最も信頼性のある胎児心拍数を表現するその最大パワーピークの周波数から時間差 τ の範囲を限定し、その範囲の相関値ピークを検出してこれに対応する時間差 τ から正しい胎児心拍数を求めることが可能となり、最も信頼性の高い胎児心拍数を最も合理的な方法で最も効率よく計数可能な胎児心拍計装置が得られるようになるものである。

(実施例)

第2図は本発明に係る胎児心拍計装置の実施例であり、1は胎児心拍信号を波形整形しデジタル信号に変換する回路、2は前記デジタル信号から胎児の心拍周期を抽出するための自己相間演算回路、5は2の相間演算のための自己相間忘却時定数を制御する回路、6は上記1, 2, 5等を調

果を外部に出力する回路や、10のCPUが演算中の中間のデータを一時的に記憶しておく回路等により構成される。

19は14から出力された胎児心拍数データを表示する部分、20は14から出力された胎児心拍数データを記録する部分、16, 17, 18は2で演算された自己相間値データを10のCPUとは電気的に分離して自己相間値データを取り出すための回路構成部分であり、16はデータバスを切り換える回路、17はアドレスバスを切り換える回路、18は2の自己相間値データを記憶しておく回路である。

上記の回路構成により、胎児心拍信号をデジタル信号に変換し、自己相間関数演算を行うところ迄は従来と全く同じ技術と方法で実施できる。上記以後の処理は、マイクロプロセッサによるプログラム処理であり、その演算原理は第1図に基づき前記の(問題を解決するための手段と原理)の項で既に説明したので、ここでは要点であるパワースペクトルを得る処理等について説明する。

第1図で示す1の処理を第3図で説明すると、

特開昭63-277034(6)

7aは移動平均又はローパスフィルタ処理手段であり、胎児心拍数成分以外の雑音が含まれているときはこれを除き、またサンプリングにより相関値データを減するときに発生する標本化誤差を除くために行うものである。

また、7bはサンプリングデータの作成手段であり、7a、7bにより例えば全相関値データ数512個のデータを16データ毎の移動平均として計算し、この結果をサンプリング1データとすると、総計N=32個のサンプリングデータが作成される。

7cはN個のデータから対称となる裏返しデータを作成し2N個データとする手段であり、例えばR(0)、R(1)…R(N-1)個のサンプリングデータの裏返しデータとして、R(2N-1)=R(1)、R(2N-2)=R(2)、R(2N-3)=R(3)…等により作成される。この結果、フーリエ変換の実数部入力データが対称裏返しデータとなり、FFT演算の結果は虚数部が全て0となり実数部だけの答となる。

上記64データのFFTからは有効数32個のパワ

スペクトルが得られ、胎児心拍信号からデジタル信号化するサンプリング間隔が3ms、対象とする胎児心拍数の範囲が40~210P/Mであるとするならば、これに対応するパワースペクトルの周波数の範囲は第2次成分~第11次成分となり、この中の最大パワーピークを検出すれば良いことになる。

この最大パワーピークの周波数に対応する自己相関函数の時間差 τ の前後の範囲を限定するために、パワースペクトル上で最大パワーピークの周波数の±1次成分に限定するものとすれば、最大パワーピーク検出範囲を第3次成分~第10次成分にしても対象とする胎児心拍数の範囲はカバーできることになる。

第4図の例では、パワースペクトルの周波数の範囲第2次成分~第20次成分で最大パワーピークの周波数第7次成分を検出し、その前後の第6次成分及び第8次成分に対応する時間差 τ を求めれば、それぞれ自己相関函数の時間差170番目と時間差128番目となり、時間差 τ の範囲をこの間に限定できる。従って第5図の自己相関値曲線の時間

差0番目~511番目に対して相関値ピークの検出範囲は時間差128番目~170番目間に限定され、この間の相関値ピークに対応する時間差 τ を胎児心拍数に変換すれば正しい胎児心拍数が得られる。(発明の効果)

本発明は、上記のように胎児心拍信号の自己相関とフーリエ変換によりパワースペクトルの計算を行い、従来は計測が困難であった1心拍毎に大きく増減する不整脈心拍をも正しく計測可能としたものであり、マイクロプロセッサを用いてフーリエ変換以後の処理を全てプログラムで実行できるシステムであるため、臨床的に価値が高く且つ極めて簡単、安価な胎児心拍計装置を提供でき、分娩監視を高い信頼性をもって長時間にわたり連続して実施することができるといった特徴がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図乃至第6図は本発明に係る胎児心拍計装置の一実施例を示すもので、第1図は概略構成図、第2図は構成図、第3図はサンプルデータ作

成の説明図、第4図はパワースペクトルの周波数範囲を示す図、第5図はパワースペクトルから限定された時間差 τ の範囲を示す図、第6図は胎児心拍周期とFFT演算処理時間と示す図、第7図は従来の自己相関を用いた胎児心拍数計の基本構成図、第8図は従来の相関値ピーク検出を説明する原理図、第9図は不整脈を説明する胎児心拍信号図、第10図は不整脈心拍信号による自己相関演算波形図である。

- 1...デジタル信号に変換する手段(A/D変換回路)、2...自己相関演算手段(自己相関演算回路)、3...時間差 τ を決定する手段(相関値ピーク検出回路)、4...胎児心拍数を求める手段(胎児心拍数演算回路)、5...時定数制御手段(時定数制御回路)、6...制御信号発生手段(制御信号発生回路)、7...サンプルデータ作成手段、8...フーリエ変換しパワースペクトルを得る手段、9...時間差 τ の範囲を決定する手段、10...

特開昭63-277034(7)

- ・ CPU回路、11···アドレスデコーダ回路、12···アドレスラッチ回路、13···ROM回路、14···IO/RAM回路、15···IO/RAM回路、16···データバス切換回路、17···アドレスバス切換回路、18···RAM回路、19···胎児心拍数表示部、20···胎児心拍数記録部。

特許出願人 東一工業株式会社
代理人 弁理士 末屋武志

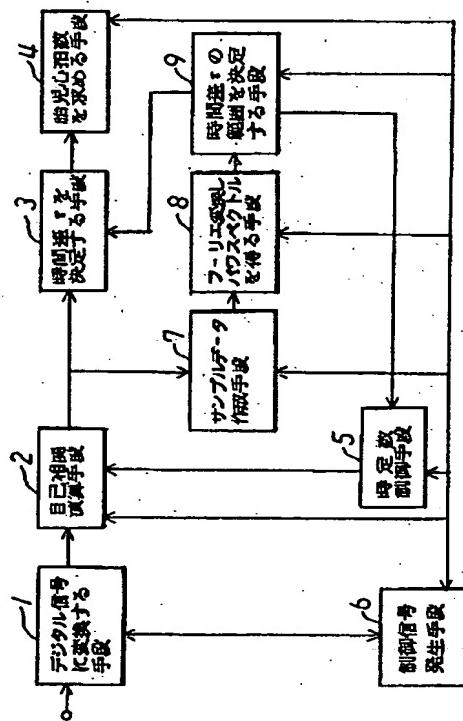


図 1 図

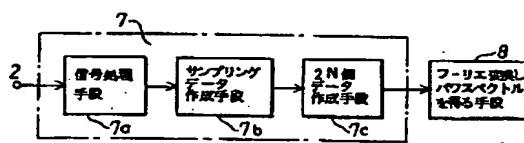


図 3 図

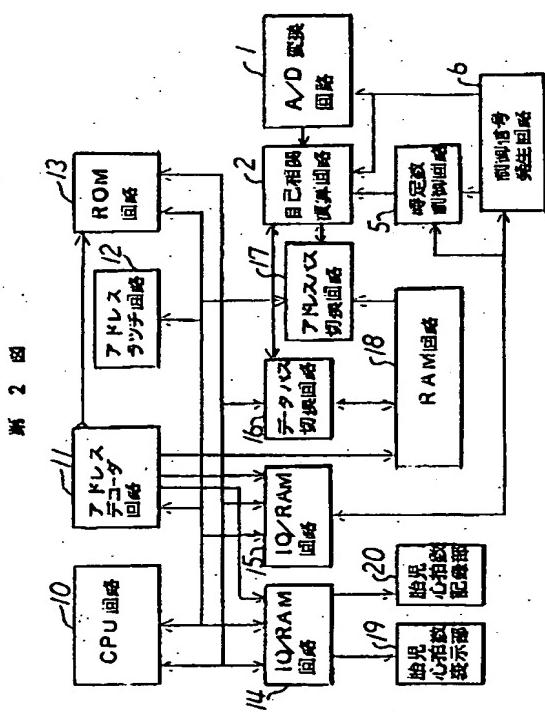


図 2 図



図 4 図

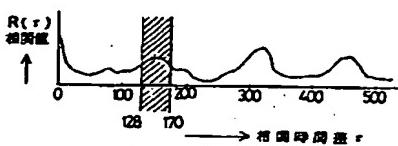
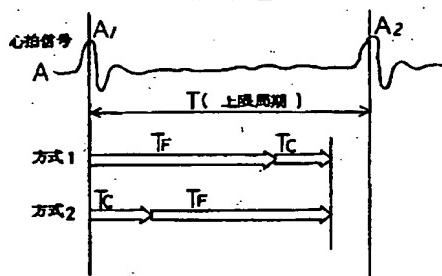


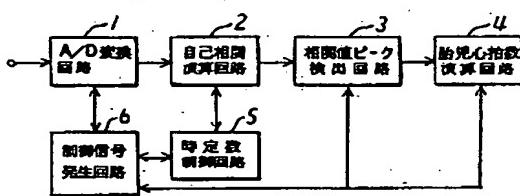
図 5 図

特開昭63-277034(8)

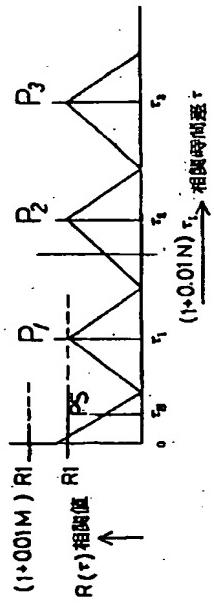
第6図



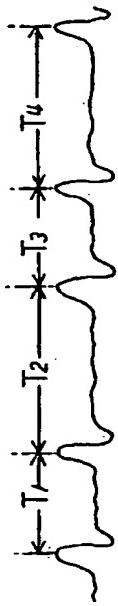
第7図



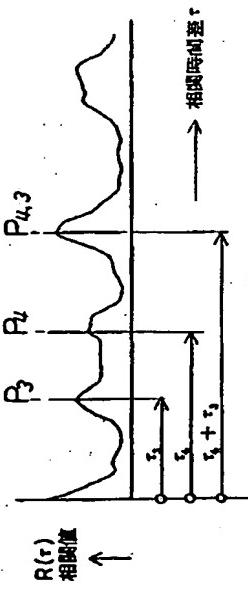
第8図



第9図



第10図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.